基于双管压 CT 图像获取带电粒子相对阻止本领的方法研究

孟万斌[1,2,3,4] 刘新国[1,2,3,4] 李强[1,2,3,4,*] 叶延程[5] 张雁山[5] 陶永晖[5]

1.中国科学院近代物理[1]研究所，兰州 730000

2.中国科学院大学，北京 100049

3.中国科学院重离子束辐射生物医学重点实验室，兰州 730000

4.甘肃省重离子束辐射医学应用基础重点实验室，兰州 730000

5.甘肃省武威肿瘤医院，武威 733000

摘要：质子重离子放射治疗中，通过 CT 扫描获取患者每个体素点的相对阻止本领，是治疗计划系统精确计算体内剂量分布的关键。本研究通过设置常规 CT 不同管电压对组织等效模体进行两次 CT 扫描，通过两组图像的 CT 值计算出模体的相对电子密度和有效原子序数，进而计算出模体的相对阻止本领。研究结果表明，使用双 CT 值预测的组织等效模体的相对阻止本领结果优于常规基于单组图像获得的结果。因此，本文方法对进一步提高质子重离子放疗治疗计划剂量计算的准确性具有重要作用。

关键词：放射治疗；相对电子密度；有效原子序数；CT 扫描仪；相对阻止本领

中图分类号: R815.2

1 前言

放射治疗（放疗）作为一种治疗恶性肿瘤的治疗手段，已经发展了上百年。质子与重离子放疗的出现,使得现代放疗又迈入了一个全新的发展时代[1]。质子重离子束流从加速器引出后射入人体，在到达肿瘤病灶前，射线能量释放很少，但是到达病灶后，射线会瞬间释放大量能量，穿过肿瘤组织后射线能量迅速陡峭衰减，此过程形成的尖峰称为布拉格峰（Bragg Peak），治疗时可根据肿瘤深度选择合适的束流能量，并展宽布拉格峰（Spread-out Bragg Peak; SOBP）[2]，使布拉格峰覆盖肿瘤，因此质子重离子治疗技术既可以提高肿瘤区域的剂量，又可以降低入射路径上正常组织的受照剂量，降低放射毒性，实现疗效的最大化。

质子重离子治疗计划系统利用计算机断层扫描（CT）作为基础输入数据，将 CT 值（Hounsfield Unit，HU）转换为粒子的相对于水的阻止本领比（Stopping Power Ratio，*SPR*）或者水等效长度（Water-equivalent path lengths，*WEPL*），从而计算粒子在介质中的射程、能量沉积及剂量分布[3,4]。转换过程需要借助 CT 值

收稿日期: 2023-11-08; **修改日期:** 2023-11-13

基金项目: 国家重点研发计划项目资助 (2022YFC2401503)；甘肃省重点研发计划项目资助（23YFFA0010）；兰州市科技计划项目资助（2023-1-45）

作者简介: 孟万斌（1984-），男，汉，甘肃省武威市，在读硕士研究生，医学物理，E-mail：mengwanbin@impcas.ac.cn

通信作者: 李强，E-mail：liqiang@impcas.ac.cn

与 *SPR* 或 *WEPL* 转换曲线。CT 图像以每个像素点转换成 *WEPL* 后便可以将在水中计算得到的剂量映射到 CT 图像上。以水中剂量分布曲线为被积函数以每个像素的 *WEPL* 为积分区间进行积分再除以相应的像素 *WEPL* 即可得到每个像素获得的剂量[3,5]。转换曲线的准确性直接影响人体组织、器官的阻止本领的准确性，从而影响剂量分布[6]。获取 CT 值相对阻止本领转换曲线有两种常用方法，利用动物器官或者组织进行直接测量[7]，或是利用组织等效模体进行测量得到[8,9]。上述方法带来的射程不确定性为 3%-5%，需要在治疗计划中考虑靶区外扩来减小影响[10]。

带电粒子穿过介质时，其能量阻止本领可用 Bethe-Bloch 公式描述，在 Schneider 等[11]的研究中，介质的 *SPR* 可用（1）式近似表达，舍去了公式中的高阶无穷小量。

$$SPR \approx \rho_e \cdot \frac{ln\left(\frac{2m_e c^2 \beta^2}{I(1-\beta^2)}\right)-\beta^2}{ln\left(\frac{2m_e c^2 \beta^2}{I_w(1-\beta^2)}\right)-\beta^2} \qquad (1)$$

式中ρ_e为介质相对于水的电子密度，β为带电粒子的相对论速比系数，$m_e c^2$为电子的静能量，I 为介质材料的平均激发能量，水的平均激发能量I_w=75eV[12]。

从（1）式可以看出 *SPR* 除了与ρ_e呈正比关系外，还与介质的 I 值呈一定的相关性，而 *SPR* 对 β 的依赖性非常小，低于 0.4%[13]，在本文研究中忽略此项影响。根据中国科学院近代物理研究所研发的碳离子治疗系统使用能量范围（120MeV/u—400MeV/u）[14]，计算时统一取中位能量 260MeV/u 时的 β 值，以保证最终计算结果在治疗能量范围内的偏差最小。

在 Hünemohr 的研究中，双能 CT（DECT）允许提取一个额外的参数[15]，从而解决了 I 值对 *SPR* 带来的不确定性。同一模体在两个不同能量下的 CT 值允许定义除了ρ_e之外的每个体素的有效原子序数 Z_{eff} [16]，以更准确的信息来区分具有相似ρ_e的组织，从而使 *SPR* 计算更为精确。

本研究利用 CT 电子密度模体中 9 个已知参数的组织等效模体插件，根据 Hünemohr 等[15]在研究中报道的 DECT 双参数提取方法，使用常规单能 CT（SECT）设置不同管电压对组织等效模体进行扫描，提取模体的ρ_e与 Z_{eff}，并计算 *SPR*，并于传统方法计算的 *SPR* 做对比，以期获通过此方法获得更加精确的 *SPR* 值。

2 方法与材料

2.1 设备与材料

德国西门子定位 CT 扫描仪，型号：SOMATOM Sensation Open，美国 CIRS 公司（www.cirsinc.com）

生产的电子密度模体，型号：CIRS 062M，配套 9 种组织等效模体插件，参数如表 1：

表 1：CIRS 062M 材料参数列表

组织等效材料	ρ_e	Z_{eff}	组织等效材料	ρ_e	Z_{eff}
吸气肺	0.2	7.332	肝脏	1.052	7.409
呼气肺	0.496	7.382	骨松质 200mg/cc	1.117	10.55
脂肪	0.949	6.37	骨密质 800mg/cc	1.456	12.566
乳腺	0.976	6.766	骨密质 1250mg/cc	1.695	13.456
肌肉	1.043	7.383			

2.2 模体扫描

将组织等效模体插件放置在配套的卡槽内，使用定位 CT 进行扫描，设置 4 组扫描序列，管电压分别设置为 80kVp、100kVp、120kVp 和 140kVp，管电流统一设置为 320㎃s， 扫描层厚 3mm， 图像重建层厚 1.5mm。扫描示意图见图 1。



图 1.模体扫描示意图

利用 RadiAnt DICOM Viewer 医学影像浏览器软件的圆形选取工具，测量 4 组影像序列中各组织等效模体中间层的平均 CT 值及标准偏差，结果见表 2。4 组序列被测量区域空间位置完全一致。

表 2. 组织等效模体平均 CT 值/HU 及标准偏差

组织等效材料	80kVp	100kVp	120kVp	140kVp
吸气肺	-816.49±6.81	-817.69±6.15	-818.12±5.81	-817.19±5.68
呼气肺	-499.01±6.80	-500.03±3.78	-500.33±3.28	-500.53±3.29
脂肪	-97.53±5.99	-85.12±3.77	-76.68±3.06	-72.72±2.74
乳腺	-47.89±5.34	-40.09±3.46	-34.33±2.86	-31.62±2.42
肌肉	45.32±7.16	44.59±5.18	45.16±4.26	43.57±4.01
肝脏	57.38±7.56	55.83±4.55	56.09±3.57	53.94±3.43
骨松质 200mg/cc	355.36±11.08	291.71±9.12	255.78±7.52	235.55±7.36
骨密质 800mg/cc	1377.53±13.05	1131.60±9.87	986.01±8.34	888.44±10.05
骨密质 1250mg/cc	2119.86±16.26	1738.62±11.21	1510.78±10.2	1343.12±12.71

2.3 参数提取方法

在 Hünemohr 的研究中，将人体材料的 X 射线线衰减系数μ_{E}近似分解为一个虚拟的纯光电吸收材料和一个虚拟的纯康普顿效应材料：

$$\mu_E \approx A\rho_e f_E + B\rho_e \frac{Z^n}{E^3} \tag{2}$$

其中 n 为光电效应截面与原子序数相关系数，f_E是关于 X 射线能量近似平坦的函数，在本文研究中，可视为常数。A、B 是与材料几乎无关的比例因子，Z 为材料原子序数，E 为 X 射线能量。（2）式对 CT 的 X 射线连续谱也适用。

对于 CT 的 X 射线连续谱，介质的平均线衰减系数$\overline{\mu_E}$与 CT 图像的 HU 值有如下关系：

$$HU = \left(\frac{\overline{\mu_E}-\overline{\mu_{E,w}}}{\overline{\mu_{E,w}}}\right) \times 1000 \tag{3}$$

其中，$\overline{\mu_{E,w}}$是水的平均线衰减系数。后续计算中，将材料相对于水的线衰减系数$\overline{\mu_E}/\overline{\mu_{E,w}}$记为$\mu$。

通过高（H）低（L）两档能量扫描组织等效材料，有如下表达式：

$$\begin{cases} \mu_{E_L} \approx A\rho_e f_{E_L} + B\rho_e \frac{{Z_{eff}}^n}{{E_L}^3} \\ \mu_{E_H} \approx A\rho_e f_{E_H} + B\rho_e \frac{{Z_{eff}}^n}{{E_H}^3} \end{cases} \tag{4}$$

结合（3）式，确定参数 A、B 后，联立（3）、（4）式，可以求解出ρ_{e}、Z_{eff}，并将已知数据代入，可得出如下结果：

$$\begin{cases} \rho_e = C \times \left(\frac{HU_L}{1000}+1\right) + (1-C) \times \left(\frac{HU_H}{1000}+1\right) \\ Z_{eff} = \left(\frac{D\times\left(\frac{HU_L}{1000}+1\right)+\left(Z_w^{1/n}-D\right)\times\left(\frac{HU_H}{1000}+1\right)}{\rho_e}\right)^{1/n} \end{cases} \tag{5}$$

由（4）式可知，通过 1 个已知组织等效模体的双能量扫描，就可以确定参数 C、D。对于 Z＝1-20 的范围和使用的 CT 光谱，最佳系数为 n =3.1[15]。

在本文研究中，使用全部 9 种材料的 CT 影像数据，其中高能量统一采用 140kVp，低能量分别采用 80kVp、100kVp，分别用 80/140 与 100/140 表示不同组别，拟合出（5）式中的 C、D 参数，见表 3。

表 3.参数 *C*、*D* 拟合结果

	80/140	100/140
C	-0.8508	-1.6831
D	5506.5149	10888.2124

将表 2 测量结果代入（5）式，计算ρ_{e}、Z_{eff}，并与表 1 的已知参考数据做比较，结果见表 4：

表 4.组织等效模体ρ_e、Z_{eff}提取结果与偏差

组织等效材料	ρ_e计算值		Z_{eff}计算值		ρ_e偏差		Z_{eff}偏差	
	DECT 80/140	DECT 100/140	DECT 80/140	DECT 100/140	DECT 80/140	DECT 100/140	DECT 80/140	DECT 100/140
吸气肺	0.182±0.012	0.184±0.018	7.557±1.166	7.295±2.438	-9.00%	-8.00%	3.07%	-0.50%
呼气肺	0.498±0.008	0.499±0.011	7.535±0.376	7.506±0.497	0.40%	0.60%	2.07%	1.68%
脂肪	0.948±0.007	0.948±0.010	6.545±0.229	6.499±0.326	-0.11%	-0.11%	2.75%	2.03%
乳腺	0.982±0.006	0.983±0.009	6.948±0.174	6.932±0.250	0.61%	0.72%	2.69%	2.45%
肌肉	1.042±0.010	1.042±0.014	7.497±0.197	7.504±0.312	-0.10%	-0.10%	1.54%	1.64%
肝脏	1.051±0.009	1.051±0.012	7.541±0.196	7.549±0.265	-0.10%	-0.10%	1.78%	1.89%
骨松质 200mg/cc	1.13±0.017	1.141±0.025	9.665±0.195	9.527±0.353	1.52%	2.15%	-8.39%	-9.70%
骨密质 800mg/cc	1.472±0.022	1.479±0.032	12.441±0.114	12.375±0.190	1.10%	1.58%	-0.99%	-1.52%
骨密质 1250mg/cc	1.682±0.027	1.677±0.039	13.574±0.112	13.610±0.174	-0.77%	-1.06%	0.88%	1.14%

2.4 ln(*I*)值计算

（1）式中的 ln(*I*)值使用上述方法中提取的 Z_{eff}进行估算[15]，其与 Z_{eff}的关系如下：

$$\begin{cases} ln(I) = 0.125Z_{eff} + 3.379 & Z_{eff} \leq 8.5 \\ ln(I) = 0.098Z_{eff} + 3.376 & Z_{eff} > 8.5 \end{cases} \quad (6)$$

3 结果

3.1 SPR 计算

根据表 4 的计算结果，结合（1）式计算出材料的相对阻止本领，并于参考值作比较，结果见表 5。其中 SPR 参考值在材料的说明中并未直接给出，表中的值是表 1 中提供的ρ_e、Z_{eff}值，由（1）式计算得出。

表 5.*SPR* 测量结果与误差

组织等效材料	*SPR* 参考	*SPR* 测量		相对误差	
		DECT80/140	DECT100/140	DECT 80/140	DECT 100/140
吸气肺	0.201	0.182±0.068	0.185±0.103	-9.49%	-8.15%
呼气肺	0.497	0.498±0.017	0.499±0.023	0.19%	0.43%
脂肪	0.965	0.961±0.008	0.962±0.011	-0.37%	-0.31%
乳腺	0.987	0.99±0.007	0.991±0.010	0.32%	0.45%
肌肉	1.045	1.042±0.010	1.042±0.014	-0.24%	-0.25%
肝脏	1.054	1.051±0.009	1.051±0.012	-0.30%	-0.31%
骨松质 200mg/cc	1.105	1.134±0.015	1.142±0.022	2.59%	3.38%
骨密质 800mg/cc	1.406	1.425±0.015	1.433±0.022	1.37%	1.94%

骨密质 1250mg/cc	1.620	1.607±0.016	1.602±0.023	-0.79%	-1.13%

3.2 与 SECT 单参数比较

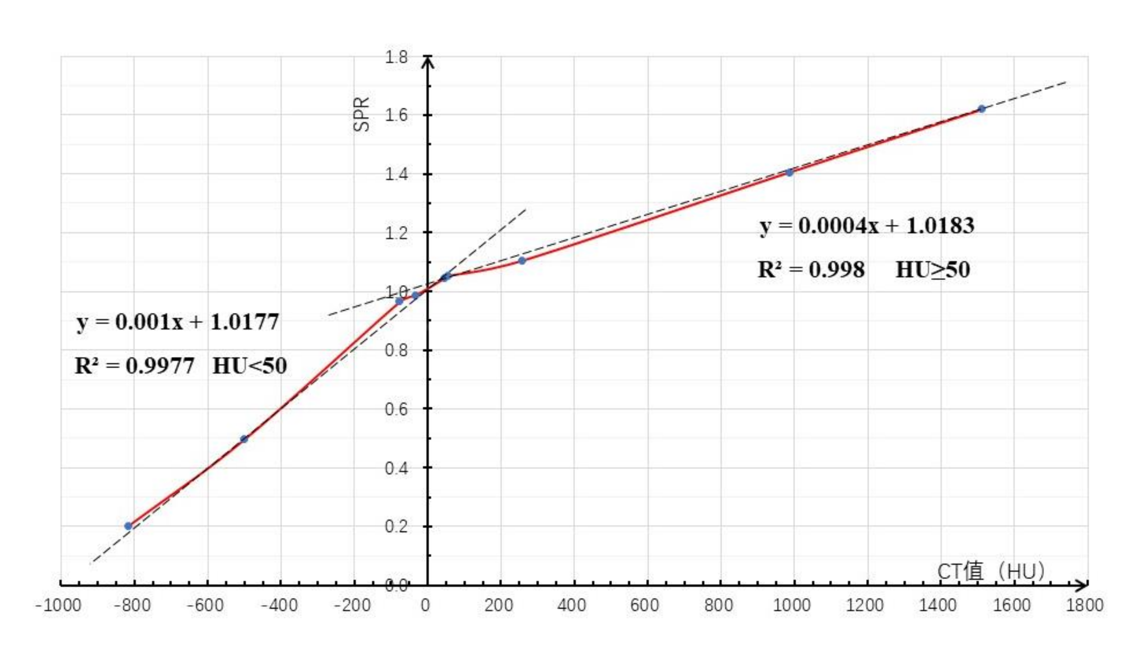


图 2. 拟合 HU-SPR 曲线

采用 120kVp 扫描参数，使用传统 SECT 单参数提取方法[17]，拟合出 HU-SPR 曲线（图 2），再通过曲线，计算组织等效模体的 *SPR* 值与误差，并于表 5 中双参数提取方法计算 *SPR* 的误差作对比（表 6、图 3）。

表 6.DECT 方法与 SECT 方法 SPR 测量误差结果比较

组织等效材料	DECT		SECT
	DECT80/140	DECT100/140	SECT120
吸气肺	-9.49%	-8.15%	-0.50%
呼气肺	0.19%	0.43%	4.02%
脂肪	-0.37%	-0.31%	-2.49%
乳腺	0.32%	0.45%	-0.41%
肌肉	-0.24%	-0.25%	1.72%
肝脏	-0.30%	-0.31%	-1.23%
骨松质 200mg/cc	2.59%	3.38%	1.45%
骨密质 800mg/cc	1.37%	1.94%	0.50%
骨密质 1250mg/cc	-0.79%	-1.13%	0.19%

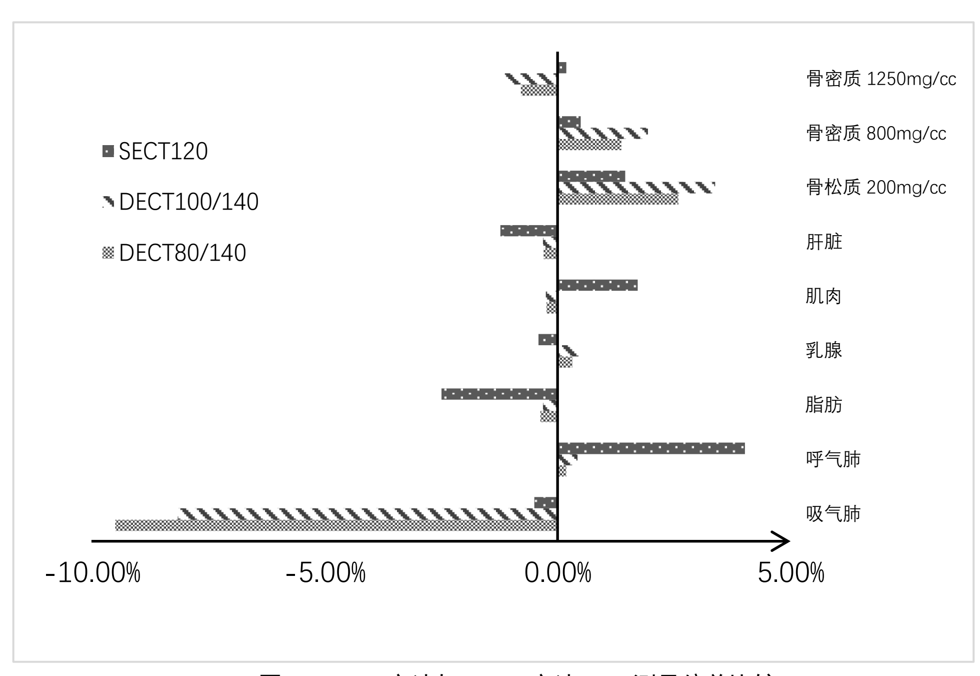


图 3. .DECT 方法与 SECT 方法 SPR 测量偏差比较

4 讨论

质子重离子放疗作为精准放疗手段，近年来，引起了国内外放疗界的广泛关注。CT 值与相对阻止本领转换曲线对于质子重离子放射治疗计划制定的准确程度起到十分重要的作用[6]。本研究通过采用常规定位 CT 设置不同管电压时产生的不同能量的 X 射线对组织等效模体扫描，并通过高低能量扫描获得的两组 CT 值，提取ρ_e、Z_{eff}双参数，并通过双参数得到介质的相对阻止本领。

本文方法提取的参数（表 4）ρ_e的偏差，吸气肺在 DECT80/140 与 DECT100/140 组的计算中，分别达到了-9.00%与-8.00%，其余组织均在 1%左右。Z_{eff}的偏差，骨松质（Bone 200mg/cc）在两组的误差分别达到-8.39%与-9.70%，其余偏差均小于 3%。Witt 等[18]在研究中通过理论计算得到的数据与实际测量数据进行比较时, 发现在肺部等效模型中差异可达 5%~15% ，其分析主要是因为多孔材料在制作过程中具有较大的不确定性[19]。因此，本研究中，吸气肺与骨松质出现较大偏差的原因，可能也是由于带气孔材料制作过程中的不确定性造成的。在 Schneider[20]的研究中，10%的 I 值误差造成的 SPR 预测偏差低于 1.5%。而 ln(I)与 Z_{eff} 呈线性关系[15], 因此，Z_{eff} 的偏差带来的 SPR 预测偏差也相对较小。表 5 的 SPR 计算结果中，也显示出吸气肺与骨松质的偏差较大，除去这两组异常的数据外，80/140 组的其他数据的平均偏差 0.03%，100/140 组的平均偏差 0.12%。其结果优于基于 SECT 单组图像获得的结果（图 3）。

因此，基于以上结果，本文方法能更加精确的预测 SPR，具有临床应用的可行性，但须对低密度或带孔组织的相对阻止本领进行进一步校正。且本研究使用的是固定的模体进行两次 CT 扫描，其两次图像在空间上绝对匹配，但人体在两次的扫描中，由于器官运动，会带来图像空间的不匹配。因此，此方法只能

适用在一些短期内（两次 CT 扫描期间）体位重复性较高部位的质子重离子放疗中，比如使用高精度定位装置固定的头部或者四肢部位。其他部位如使用此方法，只能使用 DECT 扫描，或采用形变配准[20]，使两组图像空间匹配。

从文中（5）式分析可知，不同能量组的计算ρ_{e}、Z_{eff}差异，首先由高能量的HU_H值决定了ρ_{e}、Z_{eff}的基础大小，再由高低能量的 CT 值差(HU_L-HU_H)在前者基础上进行调整。而对于不同组计算中，HU_H的值都是采用的最高能量 140kVp 下的 *HU* 值，因此，决定最终结果精度的主要因素是高低能量的 CT 值差。基于此原因，在选择此方法预测 SPR 时，要尽量体现出 CT 值差(HU_L-HU_H)，才能提高预测精度。因此，选择能量差比较大的管电压设置更为合适。

本研究的 *SPR* 参考数据，来自于 CIRS 062M 产品说明，由于其制作过程中的不确定性，本身精度也均有一定的偏差。因此，本研究获得的 *SPR* 数据需要临床实际测量进一步校准。

此外，本研究中拟合的参数数据，仅适用于实验中使用的 CT。因为对于同一种组织等效模体, 使用不同 CT 设备、不同扫描参数、扫描时模体所在位置以及模体周围的材料等均会对 CT 值产生影响，在 SECT 方法预测的 *SPR* 中，其差异可以达到 3%[21]。 因此，本文方法也有必要针对不同的 CT 设备，不同扫描参数制定出各自的双参数提取方程。

总之，本文建立了设置常规 CT 不同管电压获得介质的双 CT 值从而提高对介质相对阻止本领精度的方法，对进一步提高质子重离子放疗治疗计划剂量计算的准确性具有重要参考价值。

参考文献

[1] WANG Lan, DAI Xiaoya. Status and Prospect of Global Proton Heavy Ion Hospital [J].Hospital Construction and Equipment in China, 2016 (1) : 27-31.（in Chinese）

（王岚, 戴小亚. 全球质子重离子医院现状与展望[J]. 中国医院建筑与装备, 2016(1): 27–31.）

[2] CHUANG Y-C, WU P-H, SHEN Y-A, et al. Recent Advances in Metal-Based NanoEnhancers for Particle Therapy[J]. Nanomaterials, 2023, 13(6): 1011. doi: 10.3390/nano13061011

[3] LIU Xinguo, LI Qiang, DU Xiaogang, et al. Preliminary IMP Heavy Ion Therapy Planning System [J]. Nuclear Physics Review, 2010, 27 (4) : 480-487. （in Chinese）

（刘新国, 李强, 杜晓刚, 等. 初步的 IMP 重离子治疗计划系统[J]. 原子核物理评论, 2010, 27(4): 480–487.）

[4] SCHAFFNER B, PEDRONI E. The precision of proton range calculations in proton radiotherapy treatment planning: Experimental verification of the relation between CT-HU and proton stopping Power[J]. Physics in Medicine and Biology, 1998, 43(6): 1579–1592. doi: 10.1088/0031-9155/43/6/016

[5] LIU Xinguo, LI Qiang, DAI Zhongying. Dose calculation method in IMP heavy ion therapy [J].nuclear physics review, 2009,26 (1) : 69-75.（in Chinese）

(刘新国, 李强, 戴中颖. IMP 重离子治癌中的剂量计算方法[J]. 原子核物理评论, 2009, 26(1): 69–75.)

[6] MUSTAFA A A, JACKSON D F. The relation between X-ray CT numbers and charged particle stopping powers and its significance for radiotherapy treatment Planning[J]. Physics in Medicine and Biology, 1983, 28(2): 169–176. doi: 10.1088/0031-9155/28/2/006

[7] RIETZEL E, SCHARDT D, HABERER T. Range accuracy in carbon ion treatment planning based on CT-calibration with real tissue Samples[J]. Radiation Oncology, 2007, 2(1): 14. doi: 10.1186/1748-717X-2-14

[8] SZYMANOWSKI H, OELFKE U. CT calibration for Two-dimensional scaling of proton pencil Beams[J]. Physics in Medicine and Biology, 2003, 48(7): 861–874. doi: 10.1088/0031-9155/48/7/304

[9] COOLENS C, CHILDS P J. Calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning of patients with metallic hip prostheses: The use of the extended CT-Scale[J]. Physics in Medicine and Biology, 2003, 48(11): 1591–1603. doi: 10.1088/0031-9155/48/11/308

[10] YANG M, WOHLFAHRT P, SHEN C, et al. Dual- and multi-energy CT for particle stopping-power estimation: Current state, challenges and Potential[J]. Physics in Medicine & Biology, 2023, 68(4): 04TR01. doi: 10.1088/1361-6560/acabfa

[11] SCHNEIDER W, BORTFELD T, SCHLEGEL W. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose Distributions[J]. Physics in Medicine and Biology, 2000, 45(2): 459–478. doi: 10.1088/0031-9155/45/2/314

[12] DEASY J. ICRU Report 49, Stopping Powers and Ranges for Protons and Alph Particles[J]. Medical Physics, 1994, 21(5): 709–710. Doi: 10.1118/1.597176

[13] YANG M, ZHU X R, PARK P C, et al. Comprehensive analysis of proton range uncertainties related to patient Stopping-power-ratio estimation using the stoichiometric Calibration[J]. Physics in Medicine and Biology, 2012, 57(13): 4095–4115. doi: 10.1088/0031-9155/57/13/4095

[14] MENG W-B, LI Q, YE Y-C, et al. Determination of virtual source position using back projecting zero and convergent arcTAN method for Scanning-passive scatter beam in carbon ion Therapy[J]. Journal of X-Ray Science and Technology, 2023, 31(1): 181–197. doi: 10.3233/XST-221274

[15] HÜNEMOHR N, KRAUSS B, TREMMEL C, et al. Experimental verification of ion stopping power prediction from dual energy CT data in tissue Surrogates[J]. Physics in Medicine and Biology, 2014, 59(1): 83–96. doi: 10.1088/0031-9155/59/1/83

[16] MURAISHI H, NISHIMURA K, ABE S, et al. Evaluation of Spatial Resolution for Heavy Ion CT System Based on the Measurement of Residual Range Distribution With HIMAC[J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2009, 56(5): 2714–2721. doi: 10.1109/TNS.2009.2023520

[17] MENG Wanbin, MA Xiaoyun, ZHANG Yanshan, et al. Measurement of the CT-WEPL calibration curve in the carbon ion treatment planning system [J].Modern Medicine and Health, 2022, 38 (6) : 920-924.（in Chinese）

(孟万斌, 马霄云, 张雁山, 等. 碳离子治疗计划系统中 CT-WEPL 校正曲线的测量研究[J]. 现代医药卫生, 2022, 38(6): 920–924.)

[18] WITT M, WEBER U, KELLNER D, et al. Optimization of the Stopping-power-ratio to Hounsfield-value calibration curve in proton and heavy ion Therapy[J]. Zeitschrift für Medizinische Physik, 2015, 25(3): 251–263. doi: 10.1016/j.zemedi.2014.11.001

[19] URIE M, GOITEIN M, HOLLEY W R, et al. Degradation of the Bragg peak due to Inhomogeneities[J]. Physics in Medicine and Biology, 1986, 31(1): 1–15. Doi: 10.1088/0031-9155/31/1/001

[20] LAO Zheng, FAN Wenhui, BI Fang, et al. Comparative study on deformation registration accuracy of medical image processing MIM software and Velocity software in elastic phantom [J].China Medical Equipment, 2021,18 (6) : 47-51.（in Chinese）

(劳峥, 樊文慧, 毕帆, 等. 医学图像处理 MIM 软件和 Velocity 软件在弹性模体中形变配准精度的比较研究[J]. 中国医学装备, 2021, 18(6): 47–51.)

[21] SCHNEIDER U, PEDRONI E, LOMAX A. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment Planning[J]. Physics in Medicine and Biology, 1996, 41(1): 111–124. doi: 10.1088/0031-9155/41/1/009

Study on the method of acquiring the relative stopping power of charged particles based on dual-tube voltage CT images

Wanbin Meng[1,2,3,4] Xinguo Liu[1,2,3,4] Qiang Li[1,2,3,4,*] Yancheng Ye[5] Yanshan Zhang[5] Yonghui Tao[5]

1.Institute of Modern Physics, Chinese Academy of Sciences, Lanzhou 730000, China

2.University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

3.Key Laboratory of Heavy Ion Radiation Biology and Medicine of Chinese Academy of Sciences, Lanzhou 730000, China

4. Gansu Provincial Key Laboratory of Heavy Ion Beam Radiation Application in Medicine, Lanzhou 730000, China

5.Gansu Wuwei Tumour Hospital,Wuwei 733000,China

Abstract : In proton and heavy ion radiotherapy, the relative stopping power of each voxel point obtained by CT scan for patient is the key to accurately calculate the dose distribution in the body using treatment planning system. In this study, a tissue equivalent phantom was scanned twice by setting different tube voltages for a conventional CT scanner. The relative electron density and effective atomic number of the phantom were calculated by the CT values derived from the two-set images, and then the relative stopping power of the phantom was calculated. The results showed that the relative stopping power of the tissue equivalent phantom acquired with the two-set CT values was better than that based on the conventional single set of CT images. Thus, the method established in this study might play an important role in further improving the dose calculation accuracy in the treatment planning of proton and heavy ion radiotherapy.

Key words: radiotherapy; relative electron density; effective atomic number; CT scanner; relative stiopping power

---

Received date: 08 Nov. 2023; **Revised date:** 13 Nov. 2023

Foundation item: Funded by the National Key R & D Program (2022YFC2401503) ; key R & D Program of Gansu Province (23YFFA0010) ; Lanzhou science and technology plan project funding (2023-1-45)

Corresponding author: Li Qiang，E-mail：liqiang@impcas.ac.cn